

Desenvolvimento de uma bobina de RF transmissora tipo gaiola para MRI ex vivo em cérebros de neonatos em 7 tesla

Development of a transmit-only Birdcage RF coil for ex vivo brain MRI of neonates at 7 tesla

Daniel Papoti¹, Azma Mareyam², Khallil Taverna Chaim³, Wilson Vergniani Junior¹, Edson Luis Géa Vidoto⁴, Alberto Tannús⁴, Lawrence Wald², Luiz Fernando Ferraz da Silva³

¹Universidade Federal do ABC, São Bernardo do Campo, Brasil

²Athinoula A. Martinos Center for Biomedical Imaging, Massachusetts General Hospital, Boston, EUA

³Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo, São Paulo, Brasil

⁴Instituto de Física de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, Brasil

Resumo

Este trabalho descreve o desenvolvimento e caracterização de uma bobina de radiofrequência (RF) do tipo gaiola (*Birdcage Coil*) com dimensões otimizadas para experimentos de imagens por ressonância magnética de amostras ex vivo de cérebros de neonatos em um sistema de 7 Teslas. Os resultados obtidos indicam que, mesmo em campos magnéticos considerados ultra-altos, esta geometria de bobina ainda é capaz de produzir campos de RF com homogeneidade suficiente para excitação em um volume esférico de 11 cm de diâmetro. A integração desta bobina transmissora com bobinas multicanais dedicadas para recepção permitirá a realização de experimentos ex vivos com alta resolução espacial, podendo atingir até 100 μ m isotrópica.

Palavras-chave: Bobina de RF; Imagens ex vivo; Imagens por Ressonância Magnética; Bobina tipo gaiola.

Abstract

The work reported here describes the development and characterization of a transmit RF Birdcage coil specifically designed for MRI acquisition of ex vivo brain of neonates at 7 Tesla. Results show that this coil can produce homogeneous B_1 field distribution covering a region of interest of a sphere with 11 cm inner diameter. The future integration of this transmit-only RF coil with dedicated multichannel receive arrays will allow ex vivo MRI with high spatial resolution.

Keywords: RF Coils; Ex vivo MRI; Magnetic Resonance Imaging.

1. Introdução

A técnica de imagens por ressonância magnética (*Magnetic Resonance Imaging, MRI*) tornou-se uma das principais modalidades de imagens médicas e em pesquisas em neurociências por ser considerada não invasiva para visualização e quantificação de várias características anatômicas e micro estruturais do cérebro. Além disso, tais propriedades não-invasivas também fazem da MRI um método de grande interesse para o estudo de cérebros humanos ex vivo¹⁻³. Quando comparada com experimentos de MRI *in vivo*, aquisições ex vivo possuem a vantagem de permitirem a realização de experimentos extremamente longos e livres de artefatos de movimento e outras fontes de ruído fisiológico, resultando em aquisições com maior resolução espacial e melhor relação sinal/ruído (*signal-to-noise ratio, SNR*). Entretanto, existem alguns desafios técnicos para realização de experimentos de MRI ex vivo que o tornam, em alguns casos, mais complicados do que experimentos *in vivo*. Um exemplo é o fato de que os tecidos necessitam de fixadores químicos para evitar degradação, como a formalina. É conhecido que tais fixadores químicos alteram características importantes dos tecidos para os experimentos, como os tempos de relaxação T_1 , T_2 e a densidade de prótons (PD). Outro importante desafio em ex vivo MRI é a presença de artefatos

causados por interfaces com diferentes susceptibilidades magnéticas. Em experimentos *in vivo*, o cérebro fica imerso em fluido cérebro-espinhal e outros tecidos que criam um ambiente com susceptibilidade magnética relativamente homogênea e estável. Uma vez removido deste ambiente, regiões com interface ar-tecido causam sérios artefatos de susceptibilidade magnética nas imagens. Uma das soluções para se mitigar este problema consiste na utilização de um fluido sem a presença de prótons de hidrogênio, conhecido como *fomblina* (*fomblin, solvay solexi, Inc*). Tal fluido não produz sinal de MRI e possui susceptibilidade magnética próxima dos tecidos cerebrais. Outras soluções para minimização dos artefatos de susceptibilidade magnética consistem na substituição do ar por nitrogênio em compartimentos especificamente projetados e também técnicas de imersão completa em soluções de água e formalina⁴.

Do ponto de vista tecnológico, especialmente considerando equipamentos de ultra-alto campo magnético (i. e. > 7 T), existe a necessidade de bobinas de radiofrequência (RF) transmissoras e receptoras com design específico a fim de se maximizar a homogeneidade de campo de RF e SNR, permitindo assim aquisições com maior resolução espacial^{3, 5}.

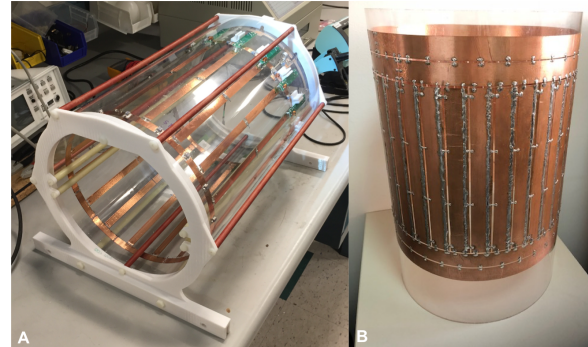
Recentemente, o Instituto de Radiologia (INRAD) da Faculdade de Medicina da USP (FMUSP) adquiriu

o primeiro equipamento de IRM de ultra-alto campo (*MAGNETON 7T, Siemens*) da América Latina⁶. Tal equipamento, por ser dedicado principalmente para estudos clínicos em humanos, possui apenas uma bobina de RF para a anatomia da cabeça, impossibilitando o uso de tal equipamento para a aquisição de imagens *post-mortem* de pequenas amostras, como cérebros neonatais *ex-situ*, pois o baixo fator de preenchimento de cérebros *ex-situ* nesta bobina compromete a SNR e, consequentemente, a resolução espacial dos experimentos. Por esta razão, dentro de uma parceria de colaboração entre a UFABC – INRAD/FMUSP com o *Athinoula A. Martinos Center for Biomedical Imaging, no Massachusetts General Hospital (MGH)*, com apoio do Centro de Imagens e Espectroscopia in Vivo por Ressonância Magnética (CIERMAG), do Instituto de Física de São Carlos, está sendo desenvolvendo uma bobina multicanal (*phased array*) com 32 canais de recepção dedicada exclusivamente para aquisições *ex vivo* de alta resolução espacial de amostras cérebros de neonatos *ex situ*. O presente trabalho descreve o desenvolvimento e caracterização de uma bobina de RF transmissora do tipo gaiola (*Birdcage Coil*) que, futuramente, será integrada com a bobina de recepção de 32 canais. Ambas as geometrias de bobinas são desenvolvidas especificamente para aquisições *ex vivo* de amostras de cérebros neonatais em 7 tesla.

2. Materiais e Métodos

A geometria de bobina construída foi uma gaiola do tipo passa-bandas⁸ com 16 condutores igualmente distribuídos ao redor de um tubo cilíndrico de acrílico com diâmetro interno de 26 cm e 3 mm de espessura, como mostra a Figura 1-A. Os condutores utilizados foram fitas de cobre adesiva (3M) com 15 mm de largura e 100 μm de espessura. Com a finalidade de evitar interferências eletromagnéticas com outras partes do scanner, como as bobinas de gradientes, uma blindagem de RF feita de fita adesiva de cobre foi construída na superfície de um tubo de acrílico de 30 cm de diâmetro interno e 3 mm de espessura. Para minimizar os efeitos de correntes induzidas na superfície da blindagem de RF devido à variação dos campos de gradientes, ranhuras igualmente espaçadas de aproximadamente 1 mm foram feitas ao redor da blindagem de RF, como mostra a Figura 1-B. Para manter a integridade elétrica da blindagem em regimes de alta frequência (297 MHz), capacitores cerâmicos não magnéticos de 1000 pF foram adicionados na estrutura da blindagem de forma simétrica. Desse forma, a blindagem representa um circuito aberto para as correntes induzidas pelos campos de gradiente e uma superfície elétrica contínua para a RF. Todos os capacitores utilizados na estrutura passa-bandas da bobina são não-magnéticos específicos operar em regime alta potência.

Figura 1 – A) Bobina tipo gaiola passa-bandas construída. B-) Blindagem de RF seccionada com capacitores de 1000 pF.



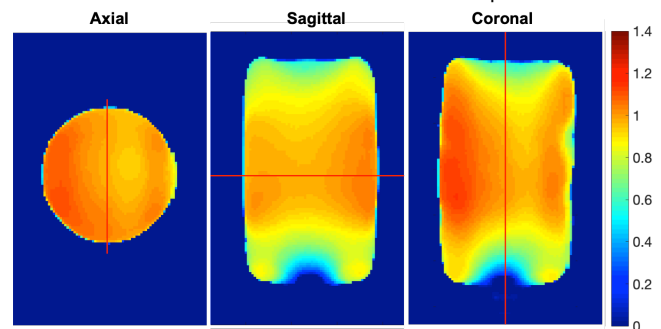
Fonte: O autor (2019).

Inicialmente, a bobina foi alimentada produzindo polarização linear de campo através de um circuito de sintonia e acoplamento capacitivo que transforma a impedância elétrica na entrada em 50 Ω na frequência de 297 MHz. Para avaliação da homogeneidade de campo de RF foram obtidos mapas de campo de RF (campo B_1) dos planos centrais axial, sagital e coronal utilizando um *phantom* preenchido com óleo para evitar a presença de artefatos devido às ressonâncias dielétricas [9]. Para promover o desacoplamento ativo entre bobina transmissora e receptora durante a transmissão de RF, diodos PIN (MA4P7470FM1072, MACON) foram inseridos em série com cada um dos condutores, sendo polarizados de forma direta quando alimentados com 10VDC/100 mA através de RF chokes. Para avaliação da região homogênea útil da bobina, imagens *post mortem* de dois casos com natimortos foram adquiridas utilizando-se a bobina operando como transmissora/receptora.

3. Resultados

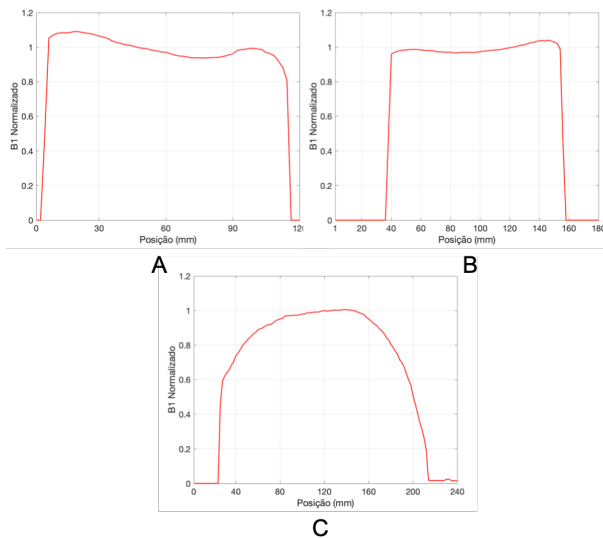
A Figura 2 apresenta os mapas de campo B_1 obtidos através da sequência SA2RAGE¹⁰, normalizados em relação ao campo no centro da bobina, adquiridos nas orientações axial, sagital e corona. O perfil de intensidade do campo B_1 produzido ao longo dos eixos ortogonais X, Y e Z são mostrados pela Figura 3.

Figura 2 – Mapas de campo B_1 adquiridos pela sequência Sa2rage utilizando um *phantom* preenchido com óleo. Os mapas de B_1 foram todos adquiridos no plano central da bobina nas orientações axial (esquerda), sagital (centro) e coronal (direita) utilizando a bobina como transmissora e receptora.



Fonte: O autor (2019).

Figura 3 – Perfil de campo B_1 ao longo das linhas em vermelho indicadas na Figura 2. A-) Perfil de B_1 indicado na orientação axial. B-) Perfil indicado na orientação sagital. C-) Perfil indicado na orientação coronal.



Fonte: O autor (2019).

Observa-se pelos mapas de campo e pelos perfis de B_1 da figura acima que a região com campo magnético homogêneo abrange, aproximadamente, um volume esférico com 11 cm de diâmetro, sendo este volume suficiente para a excitação homogênea de amostras de cérebros de neonatos. Uma avaliação quantitativa da homogeneidade de campo pode ser obtida pelo cálculo do parâmetro *Non Uniformity*¹¹, através da seguinte equação:

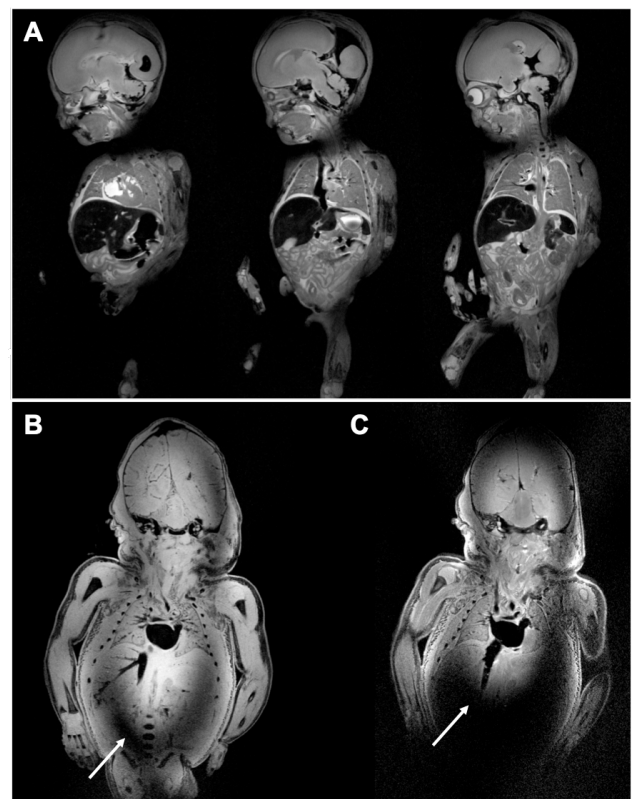
$$NU(\%) = \left(\frac{\text{Desvio Padrão}}{\text{Média}} \right)_{ROI} \quad (1)$$

Considerando uma região de interesse (*region-of-interest*, ROI) circular de 11 cm de diâmetro, os valores obtidos para NU nas orientações axial, sagital e coronal foram 4,7%, 3,5% e 5,8%, respectivamente. Estes valores mostram que, dentro de uma ROI esférica com 11 cm de diâmetro o campo B_1 é produzido é altamente homogêneo. Na realidade, esta região de interesse útil da bobina é significativamente maior, como mostram as imagens *post mortem* obtidas. Mesmo não sendo otimizada para apresentar alta performance em termos de SNR, a Figura 4 mostra as imagens adquiridas de dois casos de natimortos com a bobina operando como transmissora/receptora.

A Figura 4-A mostra imagens adquiridas com a sequência Turbo Spin Echo (TSE) ponderadas em T2, com resolução de $0,45 \times 0,45 \times 2,0 \text{ mm}^3$, TR/TE=5500/11 ms e fator tubo (ETL) de 8, em orientação sagital, confirmando o potencial dessa bobina em adquirir imagens com excitação homogênea para volumes maiores do que uma esfera de 11 cm de diâmetro. As imagens das Figuras 4-B e 4-C foram adquiridas com uma sequência 3D Flash (FL), com resolução isotrópica de 0,45 mm, TR/TE=8/4 ms e ângulo de excitação de 12 graus e a uma sequência TSE ponderadas em T2, com

resolução de $0,45 \times 0,45 \times 1,5 \text{ mm}^3$, TR/TE=6300/11 ms, ETL=10, respectivamente. É importante notar o aumento significativo dos artefatos de não-uniformidade de campo B_1 indicados pelas setas brancas. Tais efeitos ocorrem devido à diminuição do comprimento de onda da RF ao interagir com os tecidos biológicos, originando as chamadas ressonâncias dielétricas⁹, artefatos típicos em sistemas de ultra-alto campo magnético.

Figura 4 – Imagens *post mortem* adquiridas de diferentes natimortos utilizando a bobina tipo gaiola como TxRx. A-) Imagens sagitais T2 TSE (Voxel de $0,45 \times 0,45 \times 2,0 \text{ mm}^3$, TR/TE=5500/11 ms, ETL=8). B-) Imagens coronais T1 3D-FL (Voxel de 0,45 mm isotrópico, TR/TE=8/4 ms) e C-) Imagens coronais TSE ponderadas em T2, com resolução de $0,45 \times 0,45 \times 1,5 \text{ mm}^3$. As setas indicam artefatos de não-uniformidade de campo B_1 devido aos efeitos de interferência dielétrica, característicos em sistemas de ultra-alto campo magnético.



Fonte: O autor (2019).

4. Discussão

Os mapas e perfis de campo B_1 obtidos (Figura 2 e Figura 3) confirmam que esta geometria de bobina transmissora é capaz de gerar uma distribuição de campo magnético de RF com alta homogeneidade para excitar amostras em um volume esférico de 11 cm de diâmetro. O maior valor de não-uniformidade de campo obtido foi NU=5,8% para o plano coronal. Uma das possibilidades para melhorar ainda mais a homogeneidade de campo e a eficiência na transmissão de potência de RF é através da alimentação da bobina em quadratura, tornando o campo de RF circularmente polarizado durante a transmissão. Entretanto, mesmo sendo alimentada com polarização linear, o volume de campo homogêneo obtido é suficiente para aquisição de imagens *ex vivo* de cérebros de neonatos, como

proposto inicialmente. Os próximos passos consistem em combinar essa geometria de bobina transmissora com uma bobina receptora tipo *phased array* com 32 canais de recepção independentes para aquisições *ex vivo* de amostras de cérebros de neonatos. Dessa forma, espera-se uma melhora considerável na performance em termo de SNR, possibilitando a aquisição de imagens com resoluções de até 100 μm , como já foi mostrado para cérebros adultos *ex vivos*³.

Referências

1. Dawe, R.J., et al., *Postmortem MRI of human brain hemispheres: T2 relaxation times during formaldehyde fixation*. Magn Reson Med, 2009. **61**(4): p. 810-8.
2. Schmierer, K., et al., *Diffusion tensor imaging of post mortem multiple sclerosis brain*. Neuroimage, 2007. **35**(2): p. 467-77.
3. Mareyam, A., et al. *Array coil and sample preparation and support system for whole brain ex vivo imaging at 100 μm* . in 23rd International Society for Magnetic Resonance in Medicine. 2015. Toronto.
4. Shatil, A.S., K.M. Matsuda, and C.R. Figley, *A Method for Whole Brain Ex Vivo Magnetic Resonance Imaging with Minimal Susceptibility Artifacts*. Front Neurol, 2016. **7**: p. 208.
5. Keil, B., et al., *Size-optimized 32-channel brain arrays for 3 T pediatric imaging*. Magn Reson Med, 2011. **66**(6): p. 1777-87.
6. *A morte explica a vida*, in Pesquisa FAPESP. 2015, FAPESP: São Paulo.
7. Hayes, C.E., et al., *An Efficient, Highly Homogeneous Radiofrequency Coil for Whole-Body Nmr Imaging at 1.5-T*. Journal of Magnetic Resonance, 1985. **63**(3): p. 622-628.
8. Mispelter, J., M. Lupu, and A. Briguët, *NMR probeheads for biophysical and biomedical experiments : theoretical principles & practical guidelines*. 2006, London: Imperial College Press. xiv, 596 p.
9. Ibrahim, T.S., et al., *Dielectric resonances and B(1) field inhomogeneity in UHFMR: computational analysis and experimental findings*. Magn Reson Imaging, 2001. **19**(2): p. 219-26.
10. Eggenschwiler, F., et al. *SA2RAGE: A New Sequence for Fast B1 -Mapping*. Magnetic Resonance in Medicine, 2012. **67**: p. 1609-1619.
11. Garrido, C.E.S. and E.L.G. Vidoto, *Optimization of Saddle Coils for Magnetic Resonance Imaging*. Brazilian Journal of Physics, 2005. **36**(1A): p. 4-8.

Contato:

Autor correspondente:

Daniel Papoti
Centro de Engenharia, Modelagem e Ciências
Sociais Aplicadas – UFABC
Alameda da Universidade, S/N – São Bernardo do
Campo, SP, Brasil – 09606-045
E-mail: daniel.papoti@ufabc.edu.br

Azma Mareyam
Athinoula A. Martinos Center for Biomedical Imaging,
Massachusetts General Hospital, Boston, EUA
13th Street, Charlestown, MA 02129, USA
E-mail: azma@nmr.mgh.harvard.edu

Khallil Taverna Chaim
Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo,
São Paulo, Brasil
Universidade de São Paulo, Faculdade de Medicina
da Universidade de São Paulo. Av. Dr. Arnaldo, 455.
São Paulo, SP, Brasil - 01246903
E-mail: khallil.chaim@hc.fm.usp.br

Wilson Vergniani Junior
Centro de Engenharia, Modelagem e Ciências
Sociais Aplicadas – UFABC
Alameda da Universidade, S/N – São Bernardo do
Campo, SP, Brasil – 09606-045
E-mail: wilson.vergniani@aluno.ufabc.edu.br

Edson Luis Géa Vidoto
Instituto de Física de São Carlos, Universidade de
São Paulo
Instituto de Física de São Carlos, Avenida
Trabalhador Sancarlenense, 400, São Carlos, SP -
Brasil - 13566590
E-mail: edson.vidoto@usp.br

Alberto Tannús
Instituto de Física de São Carlos, Universidade de
São Paulo
Instituto de Física de São Carlos, Avenida
Trabalhador Sancarlenense, 400, São Carlos, SP -
Brasil - 13566590
E-mail: goiano@ifsc.usp.br

Lawrence Wald
Athinoula A. Martinos Center for Biomedical Imaging,
Massachusetts General Hospital, Boston, EUA
13th Street, Charlestown, MA 02129, USA
E-mail: wald@nmr.mgh.harvard.edu

Luiz Fernando Ferraz da Silva
Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo,
São Paulo, Brasil
Universidade de São Paulo, Faculdade de Medicina
da USP, Departamento de Patologia, Av. Dr. Arnaldo,
455 - São Paulo, SP – Brasil- 01246903
E-mail: burns@usp.br